



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2005 010 010 A1** 2005.09.29

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 010 010.4**
(22) Anmeldetag: **04.03.2005**
(43) Offenlegungstag: **29.09.2005**

(51) Int Cl.⁷: **A61B 19/00**
A61B 17/00, G01S 15/88, A61B 8/00

(30) Unionspriorität:
10/798,614 11.03.2004 US

(74) Vertreter:
**WUESTHOFF & WUESTHOFF Patent- und
Rechtsanwälte, 81541 München**

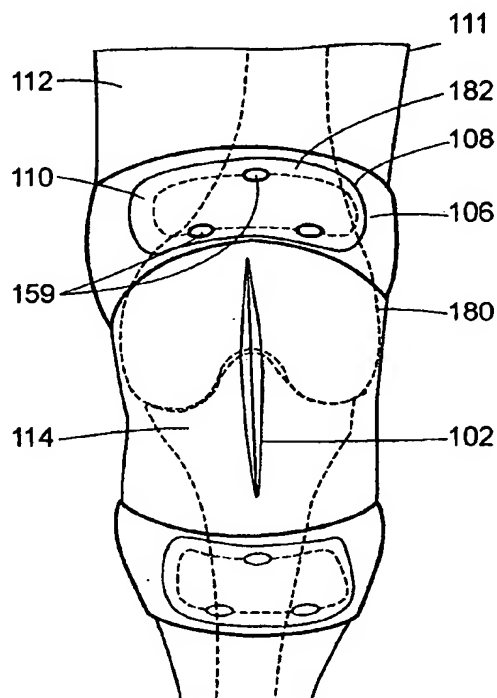
(71) Anmelder:
**Stryker Leibinger GmbH & Co. KG, 79111 Freiburg,
DE**

(72) Erfinder:
**Moctezuma de la Barrera, José Luis, 79104
Freiburg, DE; Wu, Chunwu, Portage, Mich., US**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **System, Gerät und Verfahren zur Bestimmung einer Position eines Gegenstands**

(57) Zusammenfassung: Es wird ein System zur Bestimmung einer Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur offenbart. Das System verwendet ein chirurgisches Navigationssystem und ein Substrat, das abnehmbar auf einer äußeren Oberfläche eines Körpers eines Patienten angebracht werden kann. Das Substrat enthält einen Sensor, der vom chirurgischen Navigationssystem verfolgt wird, und ein Positionsgerät, das die Position einer anatomischen Struktur relativ zum Sensor bestimmt. Die Verknüpfung der Position des Sensors und der relativen Position der anatomischen Struktur gestattet die Bestimmung einer globalen Position der anatomischen Struktur durch ein Computersystem und ihre Anzeige für den Benutzer.



Beschreibung

Struktur auf einer Anzeigeeinheit bereitgestellt.

HINTERGRUND**1. Technisches Gebiet**

[0001] Diese Erfindung betrifft allgemein chirurgische Navigationssysteme. Insbesondere betrifft diese Erfindung ein an einem Substrat angebrachtes Positionsgerät, das dazu beiträgt, die Position und die relative Bewegung einer anatomischen Struktur in einem Patienten zu bestimmen.

Stand der Technik**2. Technischer Hintergrund**

[0002] Die Verwendung chirurgischer Navigationssysteme zur Unterstützung der Chirurgen während des chirurgischen Eingriffs ist allgemein üblich. Manche Systeme werden zur Verfolgung der Bewegung von Knochenstrukturen eingesetzt. Die Bestimmung der präzisen Lage einer Knochenstruktur, und ob diese sich bewegt hat, ist von wesentlicher Bedeutung beim Einsatz chirurgischer Instrumente auf Gebieten wie der orthopädischen Chirurgie. Typische chirurgische Navigationssysteme verwenden Verfolgungseinrichtungen, die starr an der unter ihnen liegenden überwachten Knochenstruktur befestigt sind. Die starre Befestigung der Navigations-Verfolgungseinrichtungen ist häufig eine extrem invasive Prozedur, die beim Patienten ein zusätzliches Trauma verursachen kann und äußerst zeitaufwändig ist. Die vorliegende Erfindung stellt ein System zur Überwachung der Position und Positionsänderung einer Knochenstruktur bereit, das kaum oder nicht invasiv ist und eine kürzere Zeit erfordert.

Aufgabenstellung**KURZER ABRISS DER ERFINDUNG**

[0003] Eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist auf ein System zur Bestimmung der Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur gerichtet. Das System enthält ein chirurgisches Navigationssystem. Das System enthält außerdem ein Substrat, das abnehmbar an einer äußeren Oberfläche eines Körpers angebracht werden kann, der eine anatomische Struktur enthält. Ein Sensor ist auf dem Substrat angebracht, der vom chirurgischen Navigationssystem verfolgt werden kann. Auf dem Substrat ist außerdem ein Positionsgerät angebracht, das die Position der anatomischen Struktur bestimmt. Ferner ist eine erste Schaltung bereitgestellt, um eine globale Position der anatomischen Struktur durch Korrelieren einer Position des Sensors und der Position der anatomischen Struktur zu berechnen. Schließlich ist eine zweite Schaltung zur Anzeige der globalen Position der anatomischen

[0004] Eine weitere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist auf ein System zur Bestimmung der Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur gerichtet. Das System enthält ein chirurgisches Navigationssystem. Das System enthält außerdem ein Substrat, das abnehmbar an einer äußeren Oberfläche eines Körpers angebracht werden kann, der eine anatomische Struktur enthält. Ein Sensor ist auf dem Substrat angebracht, der vom chirurgischen Navigationssystem verfolgt werden kann. Außerdem ist ein Ultraschall-Bildgebungsgerät auf dem Substrat angebracht, das die Position der anatomischen Struktur bestimmt. Ferner ist eine erste Schaltung bereitgestellt, um eine globale Position der anatomischen Struktur durch Korrelieren einer Position des Sensors und der Position der anatomischen Struktur zu berechnen. Die erste Schaltung bestimmt die globale Position ohne die Verwendung eines Bildes der anatomischen Struktur. Schließlich ist eine zweite Schaltung zur Anzeige der globalen Position der anatomischen Struktur bereitgestellt.

[0005] Eine andere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist auf ein Gerät zur Bestimmung der Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur zur Verwendung mit einem chirurgischen Navigationssystem gerichtet. Das Gerät enthält ein Substrat, das abnehmbar an einer äußeren Oberfläche eines Körpers angebracht werden kann, der eine anatomische Struktur enthält. Ein Sensor ist auf dem Substrat angebracht, der vom chirurgischen Navigationssystem verfolgt werden kann. Ein Positionsgerät ist ebenfalls auf dem Substrat angebracht, das eine Position der anatomischen Struktur bestimmt.

[0006] Eine weitere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist auf ein System zur Bestimmung der Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur gerichtet. Das System enthält ein chirurgisches Navigationssystem sowie ein Substrat, das abnehmbar an einer äußeren Oberfläche eines Körpers angebracht werden kann, der eine anatomische Struktur enthält. Ein Sensor ist auf dem Substrat angebracht, der vom chirurgischen Navigationssystem verfolgt werden kann. Ein faseroptisches Gerät ist ebenfalls auf dem Substrat angebracht, das die Position der anatomischen Struktur bestimmt. Ferner ist eine erste Schaltung bereitgestellt, um eine globale Position der anatomischen Struktur durch Korrelieren einer Position des Sensors und der Position der anatomischen Struktur zu berechnen. Schließlich ist eine zweite Schaltung zur Anzeige der globalen Position der anatomischen Struktur bereitgestellt.

[0007] Eine andere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist auf ein Verfahren zur Bestimmung der Position und einer Positionsänderung einer ana-

tomischen Struktur unter Verwendung eines chirurgischen Navigationssystems gerichtet. Das Verfahren enthält den Schritt des Anbringens eines Substrats auf abnehmbare Weise auf der äußeren Oberfläche eines Körpers, wobei das Substrat einen zugehörigen Sensor und ein Positionsgerät auf den Substrat zur Bestimmung der Position der anatomischen Struktur aufweist, wobei der Körper eine anatomische Struktur enthält und der Sensor vom chirurgischen Navigationssystem verfolgt werden kann. Ein weiterer Schritt enthält die Bestimmung der Position der anatomischen Struktur. Ein anderer Schritt besteht in der Verfolgung der Position der anatomischen Struktur mit dem chirurgischen Navigationssystem.

[0008] Andere Aspekte und Vorteile der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der folgenden detaillierten Beschreibung.

Ausführungsbeispiel

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0009] Fig. 1 ist eine schematische Ansicht einer Ausführungsform des Systems der vorliegenden Erfindung;

[0010] Fig. 2 ist eine Draufsicht einer Ausführungsform eines Substrats mit einem Positionsgerät;

[0011] Fig. 3 ist eine Draufsicht einer Ausführungsform ähnlich der von Fig. 2 mit einem Ultraschall-Bildgebungsgerät;

[0012] Fig. 4 ist eine isometrische Ansicht einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unter Verwendung eines Ultraschall-Bildgebungsgeräts;

[0013] Fig. 5 ist eine isometrische Ansicht einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unter Verwendung eines Ultraschall-Bildgebungsgeräts;

[0014] Fig. 6A ist eine andere isometrische Ansicht der Ausführungsform von Fig. 4, in der ein Entnahmegerät dargestellt ist;

[0015] Fig. 6B ist eine andere isometrische Ansicht der Ausführungsform von Fig. 5, in der ein Entnahmegerät dargestellt ist;

[0016] Fig. 7 ist eine isometrische Ansicht einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, die eine magnetische Verfolgungseinrichtung verwendet;

[0017] Fig. 8 ist eine isometrische Ansicht einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung,

die eine magnetische Verfolgungseinrichtung verwendet;

[0018] Fig. 9 ist eine Seitenansicht im Aufriss eines Beaufschlagungsgeräts, das zur Verwendung bei einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung geeignet ist;

[0019] Fig. 10 ist eine isometrische Ansicht einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, die ein faseroptisches Gerät verwendet;

[0020] Fig. 11 ist eine Schnittansicht einer Faser, die zur Verwendung im Gerät von Fig. 10 geeignet ist;

[0021] Fig. 12 ist eine Schnittansicht einer Faser ähnlich der von Fig. 11;

[0022] Fig. 13 ist eine Schnittansicht einer Faser, die die Empfindlichkeitsachsen eines Biegesensors zeigt;

[0023] Fig. 14 ist eine Ausführungsform des faseroptischen Geräts mit der Darstellung, wie das Licht zwischen den Fasern übertragen wird;

[0024] Fig. 15 ist eine perspektivische Ansicht dreier Fasern mit Biegesensoren, die in verschiedenen Bereichen jeder Faser angeordnet sind; und

[0025] Fig. 16 ist eine weitere Ausführungsform eines faseroptischen Geräts, das eine Reihe Schlaufensensoren verwendet.

BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORM(EN)

[0026] Wie aus Fig. 1 ersichtlich ist, ist die vorliegende Erfindung auf ein System **100** zur Bestimmung der Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur **102** gerichtet. Das System **100** enthält ein Navigationssystem (auch als "chirurgisches Navigationssystem" bekannt) **104** und ein Substrat **106**. Das Substrat **106** enthält einen Sensor **108** für die Wechselwirkung mit dem Navigationssystem **104** und ein Positionsgerät **110** zur Bestimmung der Position der anatomischen Struktur **102**. Das Substrat **106** ist abnehmbar auf einer äußeren Oberfläche **111** eines Körpers **112** angebracht. Bei einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist die anatomische Struktur **102**, die im Körper **112** vorhanden ist, eine Knochenstruktur **114**. Die anatomische Struktur **102** könnte jedoch auch ein Organ oder jede andere Struktur sein, die im Körper **112** des Patienten vorhanden ist. Deshalb kann jede der im Folgenden bezüglich der Knochenstruktur **114** erwähnten Ausführungsformen auch bei Organen oder anderen Strukturen, die die anatomische Struktur **102** aufweisen, angewendet werden.

[0027] Das chirurgische Navigationssystem **104** enthält ein Computersystem **140** und eine Kameramatrix **142**. Das Computersystem **140** kann in einem beweglichen Wagen **144** untergebracht sein. Das Computersystem **140** kann jeder Typ Personal Computer mit einer Speichereinheit (memory), einer CPU und Speicherungseinheit (storage) sein. Eine Anzeigeeinheit **152** kann ebenfalls bereitgestellt werden, bei der es sich um jede herkömmliche Anzeige handeln kann, die mit einem Personal Computer verwendbar ist.

[0028] Die Kameramatrix **142** ist zur Verfolgung des Sensors **108** ausgeführt. Die Kameramatrix **142** ist ferner zur Übertragung von Daten zwischen dem Sensor **108** und dem Computersystem **140** ausgeführt, die die Position des Sensors **108** repräsentieren. Bei einer bevorzugten Ausführungsform werden die Daten drahtlos zwischen dem Sensor **108** und dem Computersystem **140** übertragen. Alternativ kann ein System mit Drahtleitern zur Übertragung der Daten zwischen dem Sensor **108** und dem Computersystem **140** verwendet werden.

[0029] Das Positionsgerät **110** ist zur Verfolgung der Knochenstruktur **114** ausgeführt. Daten vom Positionsgerät **110** repräsentieren die Position der Knochenstruktur **114** relativ zur Position des Sensors **108**. Bei einer bevorzugten Ausführungsform ist das Positionsgerät **110** ferner zur direkten Übertragung von Daten zum Computersystem **140** ausgeführt. Vorzugsweise überträgt das System die Daten drahtlos; eine drahtgebundene Übertragung ist jedoch ebenfalls ausführbar. Bei anderen Ausführungsformen können die Daten vom Positionsgerät **110** zuerst zum Sensor **108** oder der Kameramatrix **142** übertragen werden, bevor sie an das Computersystem **140** geschickt werden.

[0030] Die Kameramatrix **142** enthält eine erste Kamera **154**, eine zweite Kamera **156** und eine dritte Kamera **158**. Bei einer bevorzugten Ausführungsform sind die erste, zweite und dritte Kamera **154**, **156** und **158** drei CCD-Kameras für die Erkennung der Position von Infrarotsignalen (IR), die vom Sensor **108** erzeugt werden. Bei einer solchen Ausführungsform ist der Sensor **108** ein optisches Verfolgungsgerät, das eine Mehrzahl LED's **159** aufweist. Bei einer bevorzugten Ausführungsform enthält das optische Verfolgungsgerät drei LED's.

[0031] Die Kameramatrix **142** sollte stationär eingebaut sein und eine hinreichende Sichtlinie auf den Operationssaal haben. Bei einer Ausführungsform ist die Kameramatrix **142** an einem drehbaren Arm **160** installiert, der am beweglichen Wagen **144** angebracht ist. Bei einer anderen Ausführungsform kann die Kameramatrix **142** an der Wand des Operationssaals installiert sein (nicht dargestellt) oder an jeder anderen geeigneten Oberfläche oder Stelle.

[0032] Mindestens ein Infrarot-Sender/Empfänger dient zur Übertragung von Daten zum und vom Sensor **108** und/oder zum/vom Positionsgerät **110**. Bei der bevorzugten Ausführungsform enthält die Kameramatrix **142** einen ersten Sender/Empfänger **162** und einen zweiten Sender/Empfänger **164**, die zueinander beabstandet angeordnet sind. Es ist zu beachten, dass zwar sowohl der Sensor **108** als auch das Positionsgerät **110** mit den Sendern/Empfängern **164**, **164** über Infrarotsignale kommunizieren können, es für den Fachmann jedoch klar ist, dass auch andere drahtlose Technologien, die elektromagnetische Signale (z. B. Hochfrequenzsignale) verwenden, sowie festverdrahtete Systeme eingesetzt werden können. In ähnlicher Weise kann die direkte Kommunikation vom Positionsgerät **110** zum Computersystem **140** jedes dieser Kommunikationsmedien nutzen. Die Kameramatrix **142** ist über ein Kabel **166** mit einem Lokalisierer oder in manchen Fällen direkt mit dem Computersystem **140** verbunden. Der Lokalisierer arbeitet mit der Kameramatrix **142** zusammen, um die Lage der Mehrzahl LED's **159** im Sensor **108** innerhalb der Sichtlinie der Kameramatrix **142** zu identifizieren. Bei einer Ausführungsform wandelt der Lokalisierer die Positions-Rohdaten in die Position der einzelnen LED's der Mehrzahl LED's **159** und überträgt diese Information an das Computersystem **140**. Bei einer anderen Ausführungsform wandelt der Lokalisierer die Rohdaten in die Position des Sensors **108** und überträgt diese Information an das Computersystem **140**.

[0033] Die allseitige Verfolgung der Knochenstrukturen **114** wird durch Verknüpfung der Positionsdaten vom Sensor **108** und dem Positionsgerät **110** erreicht. Ein Softwareprogramm im Computersystem **140** kann die Positions-Rohdaten sowohl vom Sensor **108** als auch vom Positionsgerät **110** umwandeln, um die globale Position der Knochenstrukturen **114** zu bestimmen. Bei allen Ausführungsformen ist dem Fachmann die Umwandlung der Rohdaten hinreichend bekannt, so dass sie nicht näher erläutert zu werden braucht.

[0034] Vorzugsweise kann das Substrat **106** abnehmbar auf der äußeren Oberfläche **111** des Körpers **112** angebracht werden. Das Substrat von **Fig. 2** enthält eine erste Seite **180** und eine zweite Seite **182**. Bei einer bevorzugten Ausführungsform ist das Positionsgerät **110** auf der ersten Seite **180** des Substrats **106** und der Sensor **108** auf der zweiten Seite **182** des Substrats **106** angeordnet. Es ist auch denkbar, dass das Positionsgerät **110** und der Sensor **108** auf derselben Seite oder an einer anderen von zahlreichen Positionen angeordnet sein können, vorausgesetzt, der Sensor **108** kann mit der Kameramatrix **142** kommunizieren und das Positionsgerät **110** kann die Position der darunter liegenden anatomischen oder Knochenstrukturen **102**, **114** verfolgen. Typischerweise stehen der Sensor **108** und

das Positionsgerät **110** in einer festen Beziehung zueinander. In Situationen, in denen der Sensor **108** und das Positionsgerät **110** nicht in einer festen Beziehung zueinander stehen, kann die Beziehung zwischen beiden durch bekannte Verfahren hergeleitet werden. Das Substrat **106** kann außerdem vielfältige Formen annehmen, was von den Bedürfnissen des Benutzers und/oder des Typs des verwendeten Positionsgeräts **110** abhängt. Bei einer Ausführungsform besteht das Substrat **106** aus einem flexiblen Material, das Ultraschallwellen nicht stört. Bei einer anderen Ausführungsform besteht das Substrat **106** aus Polyester und ähnlichen Materialien, die Magnetfelder nicht stören. Bei einer bestimmten Ausführungsform ist das Substrat ca. 5 cm lang und ca. 5 cm breit. Das Substrat **106** kann auf der äußeren Oberfläche **111** des Körpers **112** durch Klebematerial, ein Band oder jedes andere geeignete Befestigungsmittel, das derzeit bei herkömmlichen chirurgischen Eingriffen verwendet wird, angebracht werden.

[0035] Wie aus **Fig. 3** ersichtlich ist, ist das Positionsgerät **110** ein Ultraschall-Bildgebungsgerät **200**. Ultraschall-Bildgebungsgeräte **200** wie die in U.S.-Patent Nr. 6,390,982 und U.S.-Patent Nr. 6,338,716 verwendeten, die hiermit durch Inbezugnahme mit einbezogen werden, sind im Stand der Technik hinreichend bekannt. Das Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** ist auf der ersten Seite **180** des Substrats **106** angeordnet, während der Sensor **108** an der zweiten Seite **182** des Substrats **106** angebracht ist. Durch Verknüpfen der Positionsdaten vom Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** und der Positionsdaten vom Sensor **108** können die globale Position und die globale Positionsänderung der Knochenstrukturen berechnet und angezeigt werden. Die vorliegende Erfindung hat den zusätzlichen Vorteil, dass die globale Position der Knochenstruktur **114** ohne die vorherige Kenntnis der Knochenstruktur **114** bestimmt werden kann. Deshalb ist bei einer Ausführungsform zur Bestimmung der globalen Position kein Bild der Knochenstruktur **114** erforderlich. Falls es verwendet wird, könnte das Bild ein präoperatives Bild, ein intraoperatives Bild oder jedes andere Bild sein, das typischerweise bei chirurgischen Eingriffen verwendet wird.

[0036] Das Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** gestattet dem Benutzer die Verfolgung einer darunter liegenden Knochenstruktur **114**, ohne dass ein Verfolgungsgerät auf invasive Weise am Körper **112** angebracht werden muss. Das Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** weist mindestens drei Ultraschallwandler **220** auf. Die Ultraschallwandler **220** bestehen aus mehreren piezoelektrischen Elementen, die wie gewünscht getrennt oder kombiniert angeordnet werden können. Mehrere piezoelektrische Elemente werden manchmal in Mustern in einem gemeinsamen Gehäuse angeordnet, deren Form im Allgemeinen linear, matrixartig oder ringförmig ist. Die Ele-

mente können gleichzeitig oder in einem bestimmten Muster zueinander gepulst werden.

[0037] Bei der vorliegenden Ausführungsform sind die Ultraschallwandler **220** an der ersten Seite **180** des Substrats **106** angeordnet. Die Mehrzahl der im Sensor **108** enthaltenen LED's **159** ist auf der zweiten Seite **182** des Substrats **106** angeordnet. Die von den Ultraschallwandlern **220** gesammelten Positionsdaten beziehen die Position der darunter liegenden Knochenstruktur **114** auf den Sensor **108**. Die Beziehung zwischen dem Sensor **108** und den Ultraschallwandlern **220** ist typischerweise bekannt, kann aber von der durch den Sensor **108** beschriebenen Form hergeleitet werden, wenn die Beziehung unbekannt oder nicht konstant ist. Das Computersystem **140** berechnet die globale Position der Knochenstruktur **114** durch Verknüpfen der Position des Sensors **108** und der relativen Position der Knochenstruktur **114** zum Sensor **108**.

[0038] Bei einer Ausführungsform wird das Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** initialisiert, indem zuerst ein Unterbereich der vom Gerät abgedeckten Knochenstruktur **114** vermessen („kartographiert“) wird. Es kann erforderlich sein, das Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** geringfügig zu verschieben, um differentielle Entfernungs-„Karten“ der Knochenstruktur **114** zu erzeugen, damit Widersprüche ausgeschlossen werden können. Durch Berücksichtigen zahlreicher Entfernungskarten des statischen und sich bewegenden Ultraschall-Bildgebungsgeräts **200** können die Daten korreliert werden, so dass eine beliebige anfängliche Entfernungskarte festgelegt werden kann. Außerdem legt diese Ausführungsform eine beliebige Transformation zwischen den Koordinaten der Knochenstruktur **114** und dem Sensor **108** fest, um die Position der Knochenstruktur **114** relativ zum Sensor festzulegen. Wie zuvor erwähnt werden dann die Positionsdaten von der Knochenstruktur **114** und dem Sensor **108** verknüpft, um die globale Position der Knochenstruktur **114** zu bestimmen.

[0039] Durch das fortwährende Kartographieren der Knochenstruktur **114** und den Vergleich der Daten mit der beliebigen Ausgangsposition kann die relative Bewegung der Knochenstruktur **114** bestimmt und an den Benutzer übertragen werden. Die erstellte Entfernungskarte kann drei- oder zweidimensional sein. Bei jedem Szenario wird das Navigationssystem **104** oder das Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** die darunter liegende Knochenstruktur **114** dennoch verfolgen und diese Informationen mit der Ausgangsposition der Knochenstrukturen **114** korrelieren, um zu bestimmen, ob sich die Position der Knochenstruktur **114** geändert hat und/oder um die Ausgangspositionsdaten zu ergänzen. Außerdem wird im Zuge der Erfassung von mehr Positionsdaten der Knochenstruktur **114** die ursprüngliche Distanzkarte erweitert, so dass sie auch noch fehlende Daten enthält.

[0040] Um die Verfolgungsgenauigkeit zu erhöhen, verwenden manche Ausführungsformen mehrere Ultraschall-Bildgebungsgeräte **200** und Sensoren **108**, um die Knochenstruktur **114** zu verfolgen. Solche gekoppelten Verfolgungseinrichtungen können radial oder axial über größere Bereiche der äußeren Oberfläche des Patienten verteilt sein, um voneinander entfernte Abschnitte derselben Knochenstruktur **114** abzudecken. Durch die Verwendung mehrerer gekoppelter Verfolgungseinrichtungen und die Berücksichtigung der relativen Position der gekoppelten Verfolgungseinrichtungen zueinander können die erfassten Informationen pro Einheit ohne Genauigkeitsverluste verringert werden. Die gekoppelten Verfolgungseinrichtungen können kalibriert werden, indem vorübergehend ein bekanntes Kalibrierobjekt (nicht dargestellt) in das umgebende Gewebe des Körpers des Patienten eingebracht wird. Bei manchen Ausführungsformen wird das Kalibrierobjekt im Gewebe des Patienten in einem bekannten Abstand zu den gekoppelten Verfolgungseinrichtungen angeordnet. In den Fällen, in denen das Kalibrierobjekt in einem unbekannten Abstand zu den gekoppelten Verfolgungseinrichtungen angeordnet ist, kann das Kalibrierobjekt zur Bestimmung der relativen Abstände zwischen den gekoppelten Verfolgungseinrichtungen verwendet werden. Bei einer Ausführungsform ist das Kalibrierobjekt eine dünne durchsichtige Nadel mit einer Ultraschallspitze.

[0041] Das Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** der letzten Ausführungsform kann zusammen mit passiven Punktquellen verwendet werden, um zur Positionsbestimmung der Knochenstruktur beizutragen. Es müssen mindestens drei passive Punktquellen verwendet werden. Es ist ebenfalls denkbar, dass mehrere Ultraschall-Bildgebungsgeräte **200** auf ähnliche Weise wie oben erörtert eingesetzt werden können, einschließlich der dargelegten Kalibriertechniken. Bei der in **Fig. 4** dargestellten Ausführungsform sind vier schallreflektierende Kugeln (passive Punktquellen) **240a**, **240b**, **240c**, **240d** perkutan unter die Wandler **242a**, **242b**, **242c**, **242d** injiziert und neben der Knochenstruktur **114** angeordnet. Da die schallreflektierenden Kugeln **240a-d** neben der Knochenstruktur **114** liegen, gibt die Bestimmung der Position der schallreflektierenden Kugeln **240a-d** die Position der Knochenstruktur **114** an. Die Wandler **242a-d** entsprechen den oben beschriebenen Wandlern **220**. Die schallreflektierenden Kugeln **240a-d** können im Wesentlichen aus Luft oder anderen Materialien mit geringer oder hoher Dichte bestehen. Schallreflektierende Kugeln **240a-d** aus Materialien mit hoher Dichte könnten Materialien wie Gold oder Platin aufweisen, die gute Reflexionseigenschaften haben. Schallreflektierende Kugeln **240a-d** aus Materialien geringer Dichte können aus resorbierbaren Materialien hergestellt werden. Schallreflektierende Kugeln **240a-d** aus resorbierbarem Material gestatten die Absorption der Kugeln im Patienten, nachdem der

Eingriff abgeschlossen worden ist. Bei einer Ausführungsform weisen die schallreflektierenden Kugeln **240a-d** einen dünnen Außenmantel aus resorbierbarem Material auf und einen Innenkern, der im Wesentlichen aus Luft besteht. Der Fachmann weiß, welche Materialien im Rahmen der vorliegenden Ausführungsformen als resorbierbar zu betrachten sind.

[0042] Die Position der schallreflektierenden Kugeln **240a-d** relativ zum Sensor **108** wird durch die Wandler **242a-d** bestimmt. Wie zuvor erwähnt besteht eine bekannte Beziehung zwischen den Wandlern **242a-d** und dem Sensor **108**. Während des Positionsbestimmungsprozesses ist zu einem bestimmten Zeitpunkt immer ein Wandler aktiviert. Obwohl jeder der Wandler **242a-d** den ersten Ultraschallimpuls aussenden kann, ist der Wandler **242a** beispielhaft als der sendende Wandler gekennzeichnet. Der sendende Wandler **242a** gibt einen Ultraschallimpuls zur Knochenstruktur **114** ab, der von der schallreflektierenden Kugel **240a** reflektiert wird. Alle Wandler **242a-d** empfangen die von der schallreflektierenden Kugel **240a** reflektierte Schallwelle. Die Weglänge vom sendenden Wandler **242a** zur schallreflektierenden Kugel **240a** und zu den empfangenden Wandlern **242a-d** hängt von der Zeit zwischen dem ersten Aussenden des Ultraschallimpulses und dem späteren Empfangen durch jeden der Wandler **242a-d** ab. Alle Positionen der schallreflektierenden Kugeln **240a-d** können bestimmt werden, indem die entsprechenden Wandler **242a-d** über den schallreflektierenden Kugeln **240a-d** nacheinander aktiviert werden. Der Fachmann weiß, wie die Position der Knochenstruktur **114** relativ zum Sensor **108** aus den von den Wandlern **242a-d** gelieferten Daten und dem bekannten Abstand zwischen den Wandlern **242a-d** und dem Sensor **108** bestimmt wird.

[0043] **Fig. 5** zeigt das Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** der Ausführungsform von **Fig. 4** dahingehend modifiziert, dass aktive Ultraschall-Punktquellen im Gegensatz zu passiven Punktquellen verwendet werden. Mindestens drei aktive Punktquellen müssen in das Gewebe unter drei entsprechenden Empfängern eingebracht werden. Ähnlich wie bei den vorigen Ausführungsformen können mehrere Ultraschall-Bildgebungsgeräte **200** und entsprechende Kalibrierungstechniken eingesetzt werden. Bei der vorliegenden, in **Fig. 5** dargestellten Ausführungsform sind vier aktive Ultraschall-Punktquellen **260a**, **260b**, **260c**, **260d** auf ähnliche Weise wie die schallreflektierenden Kugeln **240a-d** der letzten Ausführungsform neben der Knochenstruktur **114** angeordnet. Außerdem sind vier Empfänger **262a**, **262b**, **262c**, **262d** an der ersten Seite **180** des Substrats **106** angeordnet, wobei die Empfänger **262a-d** zum Sensor **108** in einer bekannten Beziehung stehen.

[0044] Ähnlich wie bei der vorigen Ausführungsform

wird die Position der aktiven Ultraschall-Punkt wandler **260a-d** relativ zum Sensor **108** durch die Empfänger **262a-d** bestimmt. Während des Positionsbestimmungsprozesses ist immer einer der aktiven Ultraschallquellenwandler **260a-d** aktiviert. Bei der vorliegenden Ausführungsform ist der aktive Ultraschallquellenwandler **260a** beispielhaft als der sendende aktive Quellenwandler gekennzeichnet. Der sendende aktive Quellenwandler **260a** gibt einen Ultraschallimpuls in alle Richtungen ab, der von allen Empfängern **262a-d** empfangen wird. Auf Grundlage der Zeitdauer zwischen dem Aussenden des Ultraschallimpulses vom sendenden aktiven Quellenwandler **260a** und der Zeit, zu der der Impuls von jeden der Empfänger **262a-d** empfangen worden ist, kann die Weglänge zwischen dem sendenden aktiven Quellenwandler **260a** und jedem Empfänger **262a-d** bestimmt werden. Der Fachmann weiß, wie die Position der Knochenstruktur **114** relativ zum Sensor **108** aus den von den Empfängern **262a-d** gelieferten Daten und dem bekannten Abstand zwischen den Wandlern **260a-d** und dem Sensor **108** bestimmt wird.

[0045] Hinsichtlich aller oben genannten Ausführungsformen ist denkbar, dass manche Ausführungsformen ein einziges Substrat **106** verwenden, während andere mehrere Substrate **106** verwenden. Sofern mindestens ein Wandler **220**, ein Wandler **242a-d** oder ein Empfänger **262a-d** im Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** auf jedem Substrat enthalten ist, weiß der Fachmann, wie die Positionsdaten für jedes entsprechende Substrat **106** in die globale Position der Knochenstruktur **114** zu übersetzen sind. Die bei den vorliegenden Ausführungsformen verwendeten Substrate **106** könnten durch einen Ultraschall-Kopplungskleber, der dem Fachmann bekannt ist, auf der äußeren Oberfläche **111** des Körpers **112** angebracht werden. Außerdem ergibt sich durch die allgemein flexible Art des Substrats **106** kein Problem, da die Beziehung der Wandler **220**, der Wandler **242a-d** und der Empfänger **262a-d** zueinander und zur Knochenstruktur **114** nicht ständig fest zu sein braucht. Bei manchen Ausführungsformen werden alle 10 ms Messungen vorgenommen, wodurch die Notwendigkeit einer starreren Struktur des Substrats **106** entfällt. Die obigen Ausführungsformen sind ferner mit vier Ultraschallwandlern und vier Ultraschallempfängern beschrieben worden. Es ist auch möglich, drei Ultraschallwandler und/oder -empfänger zu verwenden und ähnliche Ergebnisse zu erzielen.

[0046] Die Vorteile der Verwendung eines Ultraschall-Bildgebungsgeräts **200** zeigen sich deutlich im Komfort für den Patienten und den Benutzer. Der Chirurg braucht keine weiteren Schnitte im Körper **112** des Patienten vorzunehmen, um das Ultraschall-Bildgebungsgerät **200** aufzunehmen oder die Zone, in der der chirurgische Eingriff stattfindet, weiter zu traumatisieren. Es ist zwar eine vollkommen nicht invasi-

ve Ausführungsform offenbart worden, aber sogar die anderen Ausführungsformen, bei denen aktive und passive Punktquellen verwendet werden, sind vergleichsweise nicht-invasiv. In die Knochenstruktur **114** braucht nichts eingeschraubt zu werden, da die schallreflektierenden Kugeln **240a-d** und die aktiven Quellenwandler **260a-d** nur neben der Knochenstruktur **114** angeordnet sind. Wie außerdem aus den **Fig. 6A** und **Fig. 6B** ersichtlich ist, kann an den schallreflektierenden Kugeln **240a-d** bzw. den aktiven Quellenwandlern **260a-d** ein Entnahmegerät **280** angebracht werden. Das Entnahmegerät **280** kann ein Draht oder ein anderer gleichwertiger Entnahmemechanismus sein, mit dem sich die schallreflektierenden Kugeln **240a-d** und die aktiven Quellenwandler **260a-d** auf einfache Weise aus dem Körper **112** des Patienten entfernen lassen. Die vergleichsweise nicht-invasiven Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung ermöglichen eine raschere Heilung des Patienten und verringern die Gefahr von Infektionen und anderen Komplikationen durch einen stärker invasiven Eingriff.

[0047] **Fig. 7** zeigt eine andere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, bei der das Positionsggerät **110** eine magnetische Verfolgungseinrichtung **300** ist. Magnetische Verfolgungsgeräte und Lokalisierungssysteme, wie die im U.S.-Patent Nr. 6,073,043 gelehrt, das hiermit durch Inbezugnahme mit einbezogen wird, sind in der Vergangenheit mit begrenztem Erfolg verwendet worden. Bei der vorliegenden Ausführungsform ist die magnetische Verfolgungseinrichtung **300** an der ersten Seite **180** des Substrats **106** angeordnet, während der Sensor **108** an der zweiten Seite **182** des Substrats **106** angeordnet ist. Ähnliche Kombinationen und Ausrichtungen der abnehmbar angebrachten Substrate **108** wie oben erläutert können verwendet werden. Es ist ebenfalls denkbar, dass jede der Ausführungsformen hinsichtlich des oben erläuterten Sensors **108** und des chirurgischen Navigationssystems **104** bei der vorliegenden Ausführungsform verwendet werden kann.

[0048] Die magnetische Verfolgungseinrichtung **300** der vorliegenden Ausführungsform weist einen Magnetsender **310** und einen Magnetsensor **312** auf. Der Magnetsender **310** ist auf dem Substrat **106** angeordnet, während der Magnetsensor **312** unter dem Magnetsender **310** angeordnet und starr an der Knochenstruktur **114** befestigt ist. Der Magnetsensor **312** enthält einen Anker **314** zum Befestigen des Magnetsensors **312** an der Knochenstruktur **114**. Der Begriff "Anker" ist dahingehend zu verstehen, dass er Stifte, Schrauben, Nägel und alle sonstigen dem Fachmann bekannten Befestigungsgeräte umfasst. Bei manchen Ausführungsformen ist eine Mehrzahl Magnetsensoren **312** vorgesehen, die mit dem Magnetsender **310** zusammenwirken, wie aus **Fig. 8** ersichtlich ist. Der Magnetsender **310** enthält Magnetfeldgeneratoren, die die Position des Magnetsensors **312** und

somit der Knochenstruktur 114 relativ zum Sensor 108 bestimmen können. Durch Verknüpfen der Positionsdaten von der magnetischen Verfolgungseinrichtung 300 mit den Positionsdaten vom Sensor 108 können die globale Position und die globale Positionsänderung der Knochenstruktur 114 berechnet und angezeigt werden.

[0049] Bei einer bevorzugten Ausführungsform wird der Anker 314 in einem einen Schritt umfassenden Prozess durch eine Hülse 316 transkutan mit einem integrierten Beaufschlagungsgerät 320 wie das in Fig. 9 dargestellte oder wie die im U.S.-Patent Nr. 5,665,092 gelehrt, das hiermit durch Inbezugnahme mit einbezogen wird, eingeführt. Für den intraoperativen Zugang kann die Hülse 316 am Anker 314 angebracht werden, um einen Zugangstunnel zu schaffen, der das umgebende Gewebe nicht stört. Zusätzlich oder alternativ ist ein Herausziehgerät 322 mit dem Sensor 108 verbunden. Das Herausziehgerät 322 kann einen Führungsdraht oder eine Führungsfaser aufweisen, um das Gewebe des Körpers 112 leichter durchdringen zu können und/oder um den Magnetsensor 312 herauszuziehen, nachdem der Benutzer den Eingriff beendet hat. Bei manchen Ausführungsformen ist das Herausziehgerät 322 an der ersten Seite 180 angeordnet, wo sich die magnetische Verfolgungseinrichtung 300 befindet.

[0050] Fig. 10 zeigt eine weitere Ausführungsform, bei der das Positionsgerät 110 ein faseroptisches Gerät 400 ist. Faseroptische Geräte wie die gemäß U.S.-Patent Nr. 5,633,494 und U.S.-Patent Nr. 6,127,672 sind im Stand der Technik hinreichend bekannt und werden hiermit durch Inbezugnahme mit einbezogen. Alle vorigen Ausführungsformen in Zusammenhang mit dem chirurgischen Navigationssystem 104, dem Substrat 106, dem Sensor 108 oder jeder anderen Struktur, die mit dem Ultraschall-Bildgebungsgerät 200 und der magnetischen Verfolgungseinrichtung 300 verwendet werden, können bei den vorliegenden Ausführungsformen eingesetzt werden.

[0051] Das faseroptische Gerät 400 ist an der ersten Seite 180 des Substrats 106 angeordnet, während der Sensor 108 an der zweiten Seite 182 angeordnet ist. Das faseroptische Gerät 400 enthält ein nicht starres rohrförmiges Anbauteil 402 bekannter Länge, das mindestens eine Faser 404 hat. Bei einer bevorzugten Ausführungsform ist die Faser 404 eine Licht leitende Faser, die allgemein als Lichtwellenleiter bekannt ist. Das rohrförmige Anbauteil 402 erstreckt sich vom faseroptischen Gerät 400 zum Anker 314, der entfernt an der Knochenstruktur 114 angebracht werden kann. Das rohrförmige Anbauteil 402 kann auch als Penetrationsgerät zum Führen des Ankers 314 durch des Gewebe des Körpers 112 und als Herausziehgerät zur Unterstützung beim Herausziehen des Ankers 314 dienen, wenn der Benutzer den Eingriff beendet hat. Alle Strukturen oder Ver-

fahren, die zum Befestigen und Entfernen der Anker 314 bei den Ausführungsformen mit den magnetischen Verfolgungseinrichtungen 300 dienen, können auch bei den vorliegenden Ausführungsformen eingesetzt werden. Die Krümmung der Faser 404 im rohrförmigen Anbauteil 402 entspricht der Position des Ankers 314. Das faseroptische Gerät 400 kann die Positionsdaten des Ankers 314 verwenden, um zu übertragen, wo sich die Knochenstruktur 114 relativ zum Sensor 108 befindet.

[0052] Fig. 11 zeigt eine Schnittansicht der Faser 404. Die Faser 404 enthält normalerweise eine Ummantelung 406, die die Länge der Faser 404 umgibt. Bei der vorliegenden Ausführungsform wird ein Biegesensor 408 geschaffen, indem die Ummantelung 406 um einen Abschnitt der Faser 404 herum entfernt und/oder indem der darunter liegende Abschnitt eingekerbt wird. Bei einer in Fig. 12 dargestellten Ausführungsform kann der Biegesensor 408 mit einem lichtabsorbierenden Material 410 behandelt werden, um zu verhindern, dass Licht zurück in den Biegesensor 408 reflektiert wird. Das lichtabsorbierende Material kann ebenso andere Zwecke erfüllen, z. B. die Faser gegen Verschmutzung durch die Umgebung schützen. Der Fachmann weiß, wie der Biegesensor 408 herzustellen ist und welche Materialien als lichtabsorbierendes Material 410 zu verwenden sind.

[0053] Das faseroptische Gerät 400 verwendet Photodetektoren zu Bestimmung der Menge des Lichtverlustes über den gekerbten Abschnitt, der den Biegesensor 408 enthält. Die Modulation der Intensität des durch die Faser 404 wandernden Lichtes verhält sich linear zur Krümmung der Faser 404. Deshalb ist die Menge des Lichtverlustes durch den Biegesensor 404 von der Position des Ankers 314 abhängig. Fig. 13 zeigt eine Faser 404 mit einem Biegesensor 408, der sich an einer Seite der Faser 404 befindet. Eine senkrechte Ebene überträgt bei Krümmung die größte Lichtmenge. Wenn die Faser 404 entlang der senkrechten Ebene 412 konkav nach oben gekrümmt wird, nimmt die Übertragung zu. Wenn die Faser 404 konkav nach unten gekrümmt wird, nimmt die Übertragung ab. Eine waagrechte Ebene 414 entspricht der Mindestmenge des Lichtverlustes bei Krümmung entlang dieser Ebene 414. In Ebenen, die nicht in den oben genannten Ebenen liegen, z. B. in der Ebene 416, treten mittlere Empfindlichkeiten auf.

[0054] Bei einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung kann sich die Faser 404 vom Abschnitt der faseroptischen Geräts 400 an der ersten Seite des Substrats 106 zum Anker 314, der entfernt an der Knochenstruktur 114 befestigt ist, und zurück zum faseroptischen Gerät 400 erstrecken. Die Einzelfaser 404 enthält einen Biegesensor 408, der an einem Ende einer Schlaufe angeordnet ist, die von der Faser 404 zwischen den Photodetektoren und dem

Ende der Schlaufe am Anker 314 gebildet wird. Bei einer in **Fig. 14** dargestellten alternativen Ausführungsform wird die in der Nähe des Ankers 314 gebildete Schlaufe der Faser 404 durch eine erste bzw. zweite Faser 418 bzw. 420 ersetzt. Licht von einem sendenden Photodetektor 422 wird durch den Biegesensor 408 zu einem ersten Ende 424 der ersten Faser 418 geschickt. Das erste Ende 424 enthält einen ersten Sensorabschnitt 426, der zu einem zweiten Sensorabschnitt 428 am zweiten Ende 430 der zweiten Faser 420 weist. Die beiden Sensorabschnitte 426, 428 enthalten nicht-ummantelte und/oder gekerbte Abschnitte, um die Lichtübertragung zu gestatten. Licht von der zweiten Faser 420 wird dann zu einem empfangenden Photodetektor 432 geschickt. Eine Kappe 434 oder ein anderer Abdeckmechanismus deckt die Sensorabschnitte 426, 428 ab und hält sie auf starre Weise, so dass sie sich nicht biegen können. Die Kappe 434 kann neben dem oder im Anker 314 angeordnet werden. Bei dieser Anordnung können die ersten und zweite parallel zueinander verlaufenden Fasern 418, 420 die gleiche Funktion ohne ein geschlaufte Ende ausführen. Ein zusätzlicher Vorteil besteht darin, dass die Biegesensoren 408 in schmälere Strukturen eingesetzt werden können, was bei chirurgischen Eingriffen besonders vorteilhaft ist, die so wenig invasiv wie möglich sein sollen. Für den Fachmann ist klar, dass es zahlreiche Möglichkeiten für die Verwendung von Fasern in Schlaufenform oder ohne Schlaufenform gibt, um Biegung zu übertragen, insbesondere von der Art, bei der Licht in einem System ohne Schlaufen von der ersten Faser 418 zur zweiten Faser 420 übertragen wird.

[0055] Bei anderen Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung können mehrere Fasern 404 im Gegensatz zu den oben erörterten einen oder zwei Fasern verwendet werden. **Fig. 15** zeigt eine bevorzugte Ausführungsform, bei der drei Fasern 436a, 436b, 436c parallel nebeneinander angeordnet sind. Jede Faser 404 hat einen Biegesensor 408, der verschiedene Biegevektorkomponenten überträgt. Die Biegesensoren 408 sind so angeordnet, dass die Achsen der maximalen Lichtübertragung im Abstand von 120° zueinander verlaufen. Die drei Fasern 436a, 436b, 436c sind entsprechend mit drei anderen Fasern (nicht dargestellt) in einer ähnlichen Anordnung wie in **Fig. 14** dargestellt gekoppelt. Die drei Fasern 436a, 436b, 436c haben jeweils ein Ende, das dem entsprechenden Ende der anderen drei Fasern entspricht. Diese Ausführungsform gestattet die Verwendung einer relativ schmalen Struktur, wobei auch drei Biegevektorkomponenten empfangen werden. Die drei Biegevektorkomponenten sind für die Berechnung einer genaueren Positionierung des Ankers 314 günstig im Gegensatz zu den Systemen mit einer oder zwei Fasern. Es ist denkbar, dass sehr viele verschiedene Anzahlen und Anordnungen der Fasern 404 in verschiedenen Ausführungsformen verwendet werden können.

[0056] Die Anzahl der im rohrförmigen Bauteil 402 vorgesehenen Biegesensoren 408 kann ebenfalls variieren. **Fig. 16** zeigt eine Reihe Biegesensoren mit Schlaufenfasern, die im rohrförmigen Bauteilmechanismus angeordnet sind. Durch die Bereitstellung einer Reihe Schlaufensensoren 440 können zahlreiche Positionsbestimmungen vorgenommen werden, die kombiniert werden können, um eine präzisere Position des Ankers 312 relativ zum Sensor 108 zu erzielen. Dem Fachmann ist klar, dass es zahlreiche Kombinationen und Typen von Faseranordnungen gibt, die mehrere Biegesensoren 408 entlang der Länge eines Materials bereitstellen.

[0057] Bei allen Ausführungsformen, die das faseroptische Gerät 400 verwenden, werden Daten vom faseroptischen Gerät 400 entsprechend der Position des an der Knochenstruktur 114 befestigten Ankers 314 empfangen. Wie zuvor erwähnt, besteht auch eine bekannte Beziehung zwischen dem Sensor 108 und dem faseroptischen Gerät 400 auf dem Substrat 106. Daten entsprechend der Position der Knochenstruktur 114 relativ zum Sensor 108 werden vom faseroptischen Gerät 400 ähnlich wie bei den anderen oben erläuterten Ausführungsformen übertragen.

[0058] Für den Fachmann ergeben sich angesichts der obigen Beschreibung zahlreiche Modifikationen der vorliegenden Erfindung. Diese Beschreibung ist folglich nur als beispielhaft zu sehen und hat den Zweck, den Fachmann in die Lage zu versetzen, die Erfindung zu verwirklichen und anzuwenden und die beste Art zu lehren, wie sie auszuführen ist. Die Exklusivrechte an allen Modifikationen, die vom Umfang der beiliegenden Ansprüche abgedeckt werden, sind vorbehalten.

Patentansprüche

1. System zur Bestimmung einer Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur, aufweisend:
ein chirurgisches Navigationssystem;
ein Substrat, das abnehmbar auf einer äußeren Oberfläche eines Körpers angebracht werden kann, wobei der Körper eine anatomische Struktur enthält;
einen am Substrat angebrachten Sensor, der vom chirurgischen Navigationssystem verfolgt werden kann;
ein am Substrat angebrachtes Positionsgerät, das eine Position der anatomischen Struktur bestimmt;
eine erste Schaltung zur Berechnung einer globalen Position der anatomischen Struktur durch Korrelieren einer Position des Sensors und der Position der anatomischen Struktur; und
eine zweite Schaltung zum Anzeigen der globalen Position der anatomischen Struktur auf einer Anzeigeeinheit.

2. System nach Anspruch 1, bei dem der Sensor

ein optisches Verfolgungsgerät ist.

3. System nach Anspruch 2, bei dem das optische Verfolgungsgerät drei LED's enthält.

4. System nach Anspruch 1, bei dem die anatomische Struktur eine Knochenstruktur ist.

5. System nach Anspruch 1, bei dem mehrere Positionsgeräte die Position der anatomischen Struktur gleichzeitig verfolgen.

6. System nach Anspruch 1, bei dem das Positionsgerät ein Ultraschall-Bildgebungsgerät ist.

7. System nach Anspruch 6, bei dem die erste Schaltung die globale Position der anatomischen Struktur ohne Verwendung eines invasiv am Körper angebrachten Referenzgeräts bestimmt.

8. System nach Anspruch 6, bei dem das Ultraschall-Bildgebungsgerät drei Ultraschallwandler aufweist.

9. System nach Anspruch 8, bei dem drei schallreflektierende Kugeln neben der anatomischen Struktur angeordnet sind.

10. System nach Anspruch 9, bei dem die schallreflektierenden Kugeln im Wesentlichen aus Luft bestehen.

11. System nach Anspruch 9, bei dem die schallreflektierenden Kugeln aus einem resorbierbaren Material bestehen.

12. System nach Anspruch 9, bei dem einer der drei Ultraschallwandler einen Ultraschallstrahl emittiert und bei dem der Ultraschallstrahl von einer ersten schallreflektierenden Kugel zu den Ultraschallwandlern reflektiert wird.

13. System nach Anspruch 8, bei dem drei Quellenwandler neben der anatomischen Struktur angeordnet sind.

14. System nach Anspruch 13, bei dem einer der drei Quellenwandler einen Ultraschallstrahl emittiert und bei dem der Ultraschallstrahl von den Ultraschallwandlern empfangen wird.

15. System nach Anspruch 6, bei dem die erste Schaltung die globale Position der anatomischen Struktur ohne Verwendung eines Bildes der anatomischen Struktur bestimmt.

16. System nach Anspruch 1, bei dem das Positionsgerät eine Faser und einen Anker aufweist.

17. System nach Anspruch 16, bei dem die Faser

einen gekerbten Abschnitt zur Emission von Licht entlang einer Länge der Faser enthält.

18. System nach Anspruch 17, bei dem der gekerbte Abschnitt mit einem lichtabsorbierenden Material bedeckt ist.

19. System nach Anspruch 16, bei dem der Anker einen Stift aufweist, der entferntbar an der anatomischen Struktur befestigt ist und bei dem die Faser am Stift angebracht ist.

20. System nach Anspruch 16, bei dem das Positionsgerät mit einem Herausziehgerät verbunden ist.

21. System nach Anspruch 1, bei dem das Positionsgerät einen Magnetsender und einen Magnet-sensor aufweist.

22. System nach Anspruch 21, bei dem der Magnetsensor einen Stift enthält, der entferntbar an der anatomischen Struktur angebracht ist.

23. System nach Anspruch 21, bei dem der Magnetsensor mit einem Herausziehgerät in einer Verbindungsbeziehung steht.

24. System zur Bestimmung einer Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur, aufweisend:

ein chirurgisches Navigationssystem;

ein Substrat, das abnehmbar auf einer äußeren Oberfläche eines Körpers angebracht werden kann, wobei der Körper eine anatomische Struktur enthält; einen am Substrat angebrachten Sensor, der vom chirurgischen Navigationssystem verfolgt werden kann;

ein am Substrat angebrachtes Ultraschall-Bildgebungsgerät, das eine Position der anatomischen Struktur bestimmt;

eine erste Schaltung zur Berechnung einer globalen Position der anatomischen Struktur durch Korrelieren einer Position des Sensors und der Position der anatomischen Struktur, wobei die erste Schaltung die globale Position ohne Verwendung eines Bildes der anatomischen Struktur bestimmt; und eine zweite Schaltung zum Anzeigen der globalen Position der anatomischen Struktur.

25. System nach Anspruch 24, bei dem das Substrat fest an der äußeren Oberfläche des Körpers mittels eines Ultraschall-Kopplungsklebers befestigt ist.

26. System nach Anspruch 24, bei dem das Substrat ca. 5 cm breit und ca. 5 cm lang ist.

27. System nach Anspruch 24, bei dem der Sensor ein optisches Verfolgungsgerät ist.

28. System nach Anspruch 27, bei dem das opti-

sche Verfolgungsgerät drei LED's enthält.

29. System nach Anspruch 24, bei dem die anatomische Struktur eine Knochenstruktur ist.

30. System nach Anspruch 24, bei dem die erste Schaltung die globale Position der anatomischen Struktur ohne Verwendung eines invasiv am Körper angebrachten Referenzgeräts bestimmt.

31. System nach Anspruch 24, bei dem mehrere Ultraschall-Bildgebungsgeräte die Position der anatomischen Struktur gleichzeitig verfolgen.

32. System nach Anspruch 24, bei dem das Ultraschall-Bildgebungsgerät drei Ultraschallwandler aufweist.

33. System nach Anspruch 32, bei dem drei schallreflektierende Kugeln neben der anatomischen Struktur angeordnet sind.

34. System nach Anspruch 33, bei dem die schallreflektierenden Kugeln im Wesentlichen aus Luft bestehen.

35. System nach Anspruch 33, bei dem die schallreflektierenden Kugeln aus einem resorbierbaren Material bestehen.

36. System nach Anspruch 33, bei dem einer der drei Ultraschallwandler einen Ultraschallstrahl emittiert und bei dem der Ultraschallstrahl von einer ersten schallreflektierenden Kugel zu den Ultraschallwandlern reflektiert wird.

37. System nach Anspruch 32, bei dem drei Quellenwandler neben der anatomischen Struktur angeordnet sind.

38. System nach Anspruch 37, bei dem einer der drei Quellenwandler einen Ultraschallstrahl emittiert und bei dem der Ultraschallstrahl von den Ultraschallwandlern empfangen wird.

39. Gerät zur Bestimmung einer Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur zur Verwendung mit einem chirurgischen Navigationssystem, aufweisend:
ein Substrat, das abnehmbar auf einer äußeren Oberfläche eines Körpers angebracht werden kann, wobei der Körper eine anatomische Struktur enthält; einen am Substrat angebrachten Sensor, der vom chirurgischen Navigationssystem verfolgt werden kann; und
ein am Substrat angebrachtes Positionsgerät, das die Position der anatomischen Struktur bestimmt.

40. Gerät nach Anspruch 39, bei dem der Sensor ein optisches Verfolgungsgerät ist.

41. Gerät nach Anspruch 40, bei dem das optische Verfolgungsgerät drei LED's enthält.

42. Gerät nach Anspruch 39, bei dem die anatomische Struktur eine Knochenstruktur ist.

43. Gerät nach Anspruch 39, bei dem das Positionsgerät ein Ultraschall-Bildgebungsgerät aufweist.

44. Gerät nach Anspruch 39, bei dem das Positionsgerät einen Magnetsender und einen Magnetsensor aufweist.

45. Gerät nach Anspruch 44, bei dem der Magnetsensor einen Anker enthält, der entfernbar an der anatomischen Struktur angebracht ist.

46. Gerät nach Anspruch 44, bei dem der Magnetsensor mit einem Herausziehgerät verbunden ist.

47. System zur Bestimmung einer Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur, aufweisend:
ein chirurgisches Navigationssystem;
ein Substrat, das abnehmbar auf einer äußeren Oberfläche eines Körpers angebracht werden kann, wobei der Körper eine anatomische Struktur enthält; einen am Substrat angebrachten Sensor, der vom chirurgischen Navigationssystem verfolgt werden kann;
ein am Substrat angebrachtes faseroptisches Gerät, das die Position der anatomischen Struktur relativ zum Sensor bestimmt;
eine erste Schaltung zur Berechnung einer globalen Position der anatomischen Struktur durch Korrelieren einer Position des Sensors und der relativen Position der anatomischen Struktur; und
eine zweite Schaltung zum Anzeigen der globalen Position der anatomischen Struktur.

48. System nach Anspruch 47, bei dem der Sensor ein optisches Verfolgungsgerät ist.

49. System nach Anspruch 48, bei dem das optische Verfolgungsgerät drei LED's enthält.

50. System nach Anspruch 47, bei dem die anatomische Struktur eine Knochenstruktur ist.

51. System nach Anspruch 47, bei dem mehrere faseroptische Geräte die Position der anatomischen Struktur gleichzeitig verfolgen.

52. System nach Anspruch 47, bei dem das faseroptische Gerät eine Faser und einen Anker aufweist.

53. System nach Anspruch 52, bei dem die Faser einen gekerbten Abschnitt zur Emission von Licht entlang einer Länge der Faser enthält.

54. System nach Anspruch 53, bei dem der gekerbte Abschnitt durch ein lichtabsorbierendes Material bedeckt ist.

55. System nach Anspruch 52, bei dem der Anker einen Stift aufweist, der entferntbar an der anatomischen Struktur befestigt ist, und bei dem die Faser am Stift angebracht ist.

56. Verfahren zur Bestimmung einer Position und einer Positionsänderung einer anatomischen Struktur unter Verwendung eines chirurgischen Navigationssystems, wobei das Verfahren die Schritte aufweist:

Anbringen eines Substrats auf abnehmbare Weise auf einer äußeren Oberfläche eines Körpers, wobei das Substrat einen zugehörigen Sensor und ein Positionsgerät zur Bestimmung einer Position der anatomischen Struktur relativ zum Sensor hat, wobei der Körper die anatomische Struktur enthält und der Sensor von dem chirurgischen Navigationssystem verfolgt werden kann; Bestimmen der Position des anatomischen Merkmals; und Verfolgen der Position der anatomischen Struktur mit dem chirurgischen Navigationssystem.

57. Verfahren nach Anspruch 56, bei dem der Sensor ein optisches Verfolgungsgerät ist.

58. Verfahren nach Anspruch 57, bei dem das optische Verfolgungsgerät drei LED's enthält.

59. Verfahren nach Anspruch 56, bei dem die anatomische Struktur eine Knochenstruktur ist.

60. Verfahren nach Anspruch 56, bei dem mehrere Positionsgeräte die Position der anatomischen Struktur gleichzeitig bestimmen.

61. Verfahren nach Anspruch 56, bei dem das Positionsgerät ein Ultraschall-Bildgebungsgerät ist.

62. Verfahren nach Anspruch 61, bei dem das Ultraschall-Bildgebungsgerät drei Ultraschallwandler aufweist.

63. Verfahren nach Anspruch 56, das den Schritt des Platzierens einer Struktur zur Positionsangabe, die mit dem Positionsgerät in Wechselwirkung steht, neben der anatomischen Struktur enthält.

64. Verfahren nach Anspruch 63, bei dem die Struktur zur Positionsangabe eine schallreflektierende Kugel ist.

65. Verfahren nach Anspruch 64, bei dem die schallreflektierende Kugel im Wesentlichen aus Luft besteht.

66. Verfahren nach Anspruch 64, bei dem die schallreflektierende Kugel aus einem resorbierbaren Material besteht.

67. Verfahren nach Anspruch 63, bei dem die Struktur zur Positionsangabe aus drei schallreflektierenden Kugeln besteht.

68. Verfahren nach Anspruch 63, bei dem die Struktur zur Positionsangabe aus drei Schallwandlern besteht.

69. Verfahren nach Anspruch 68, bei dem einer der drei Quellenwandler einen Ultraschallstrahl emittiert und bei dem der Ultraschallstrahl von den Ultraschallwandlern empfangen wird.

70. Verfahren nach Anspruch 61, bei dem die Position der anatomischen Struktur ohne Verwendung eines Bildes der anatomischen Struktur verfolgt wird.

71. Verfahren nach Anspruch 56, bei dem die Struktur zur Positionsangabe eine Faser und einen Anker aufweist.

72. Verfahren nach Anspruch 71, bei dem die Faser einen gekerbten Abschnitt zur Emission von Licht entlang einer Länge der Faser enthält.

73. Verfahren nach Anspruch 72, bei dem der gekerbte Abschnitt mit einem lichtabsorbierenden Material bedeckt ist.

74. Verfahren nach Anspruch 71, bei dem der Anker einen Stift aufweist, der entferntbar an der anatomischen Struktur befestigt ist und bei dem die Faser am Stift angebracht ist.

75. Verfahren nach Anspruch 71, bei dem die Struktur zur Positionsangabe mit einem Herausziehgerät verbunden ist.

76. Verfahren nach Anspruch 56, bei dem die Struktur zur Positionsangabe einen Magnetsensor aufweist und das Positionsgerät ein Magnetsender ist.

77. Verfahren nach Anspruch 76, bei dem der Magnetsender einen Stift enthält, der entferntbar an der anatomischen Struktur befestigt ist.

78. Verfahren nach Anspruch 76, bei dem der Magnetsensor mit einem Herausziehgerät in einer Verbindungsbeziehung steht.

Es folgen 16 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

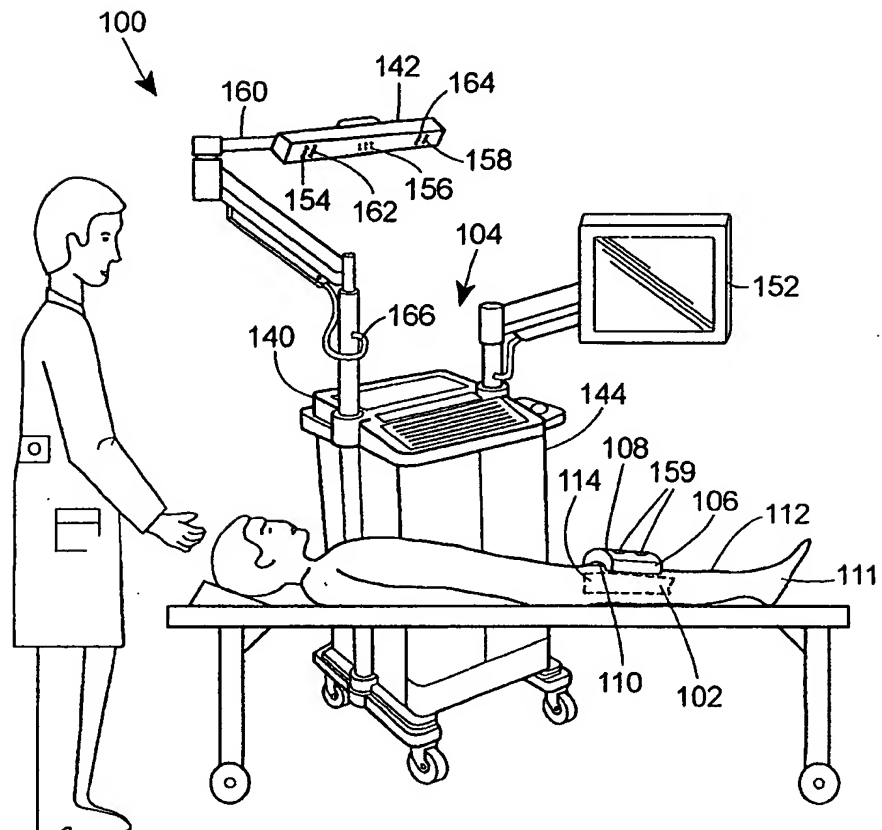


FIG. 2

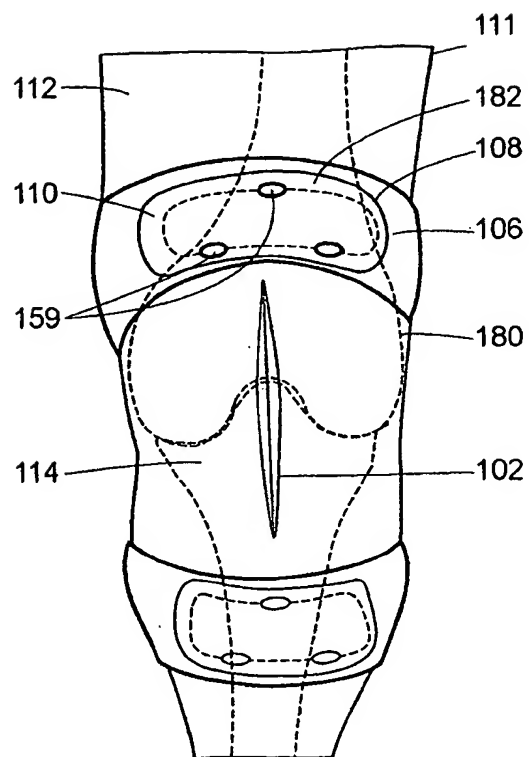


FIG. 3

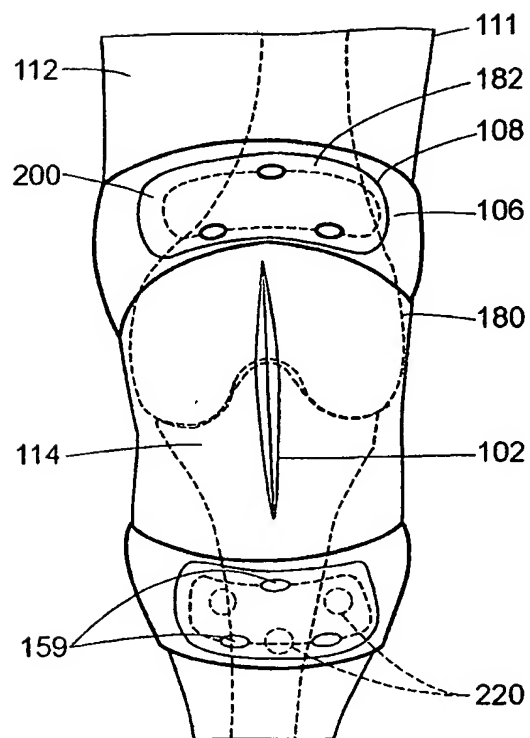


FIG. 4

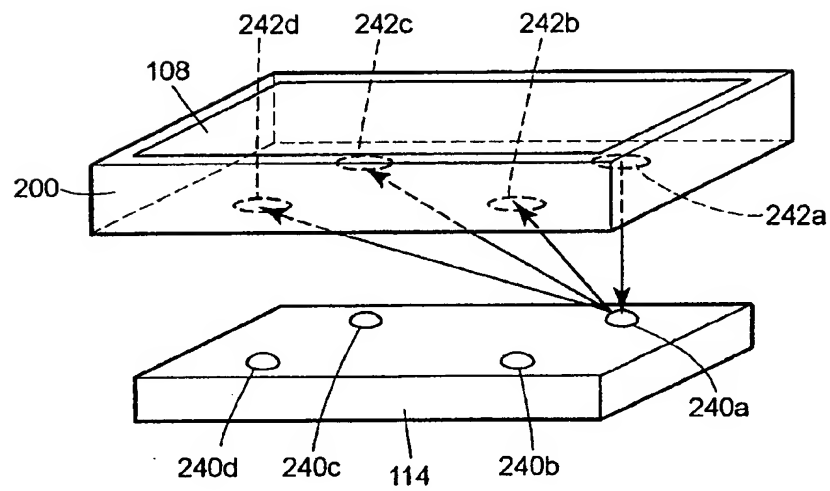


FIG. 5

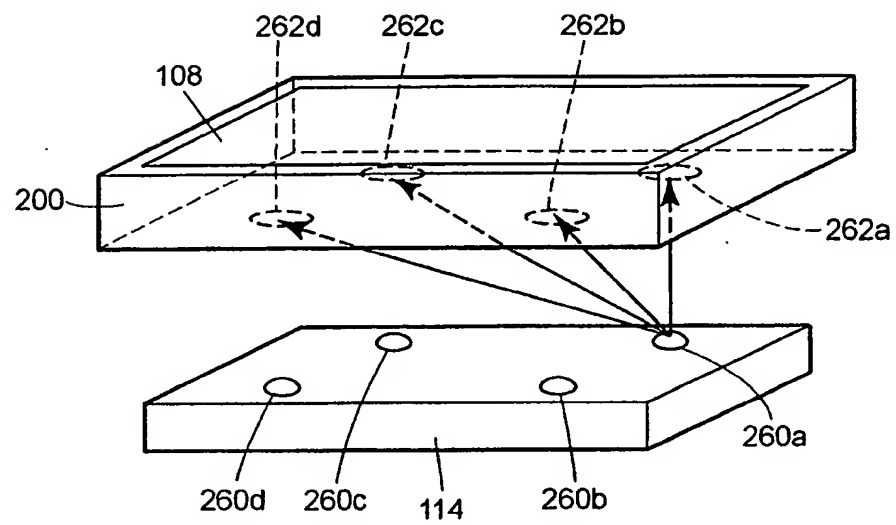


FIG. 6A

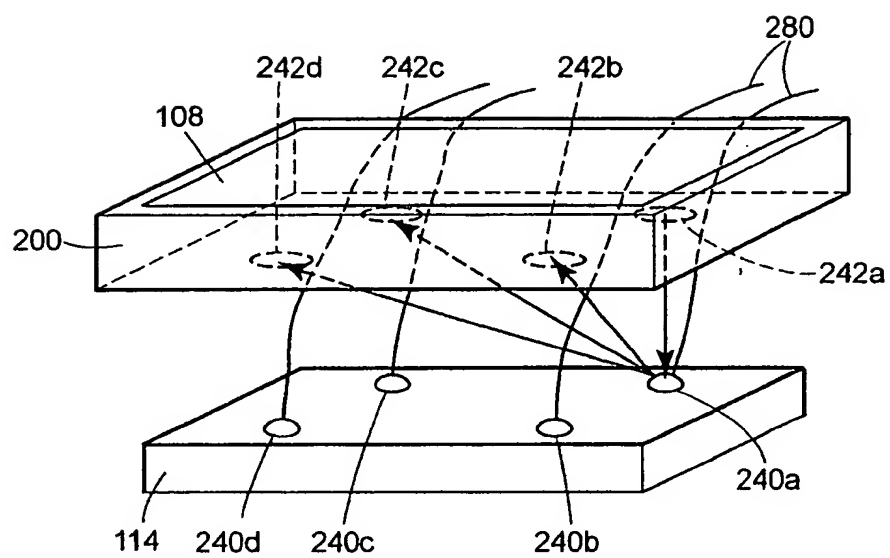


FIG. 6B

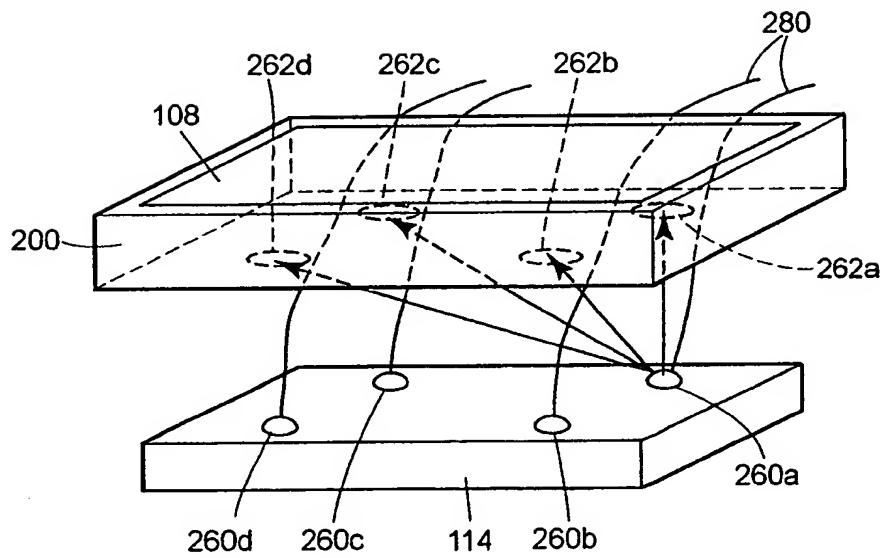


FIG. 7

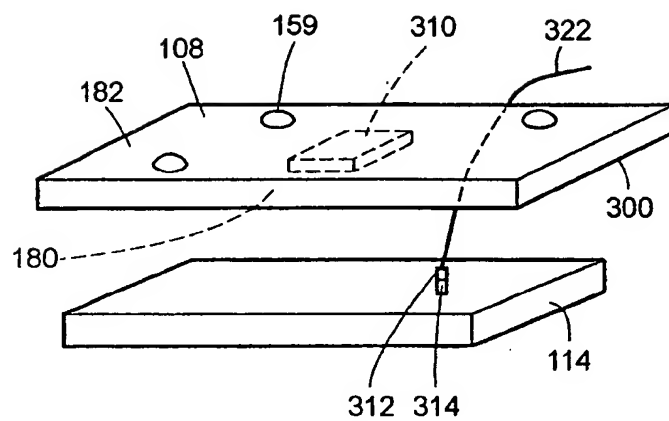


FIG. 8

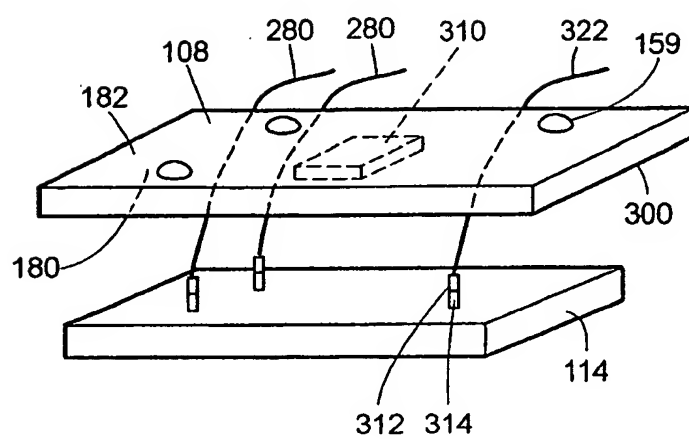


FIG. 9

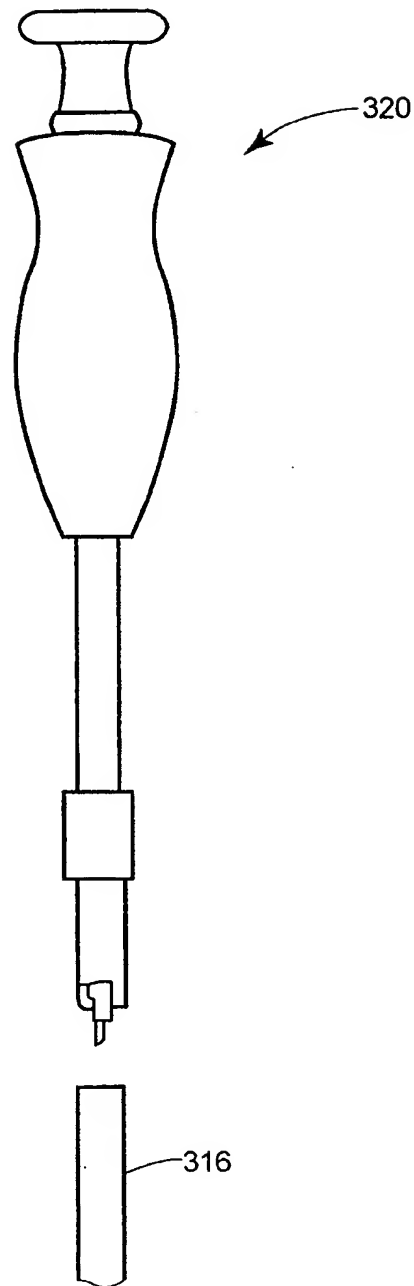


FIG. 10

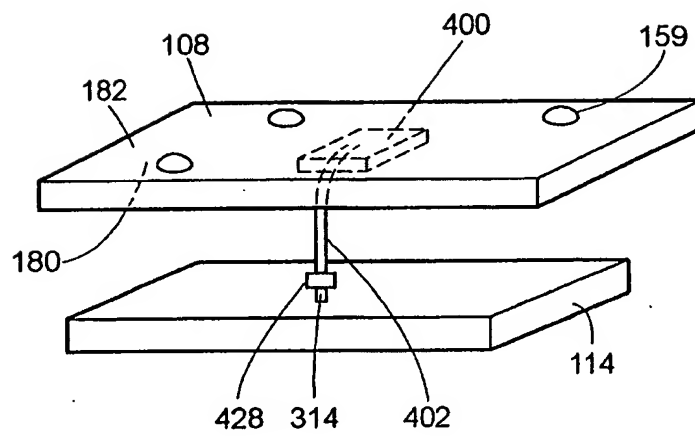


FIG. 11

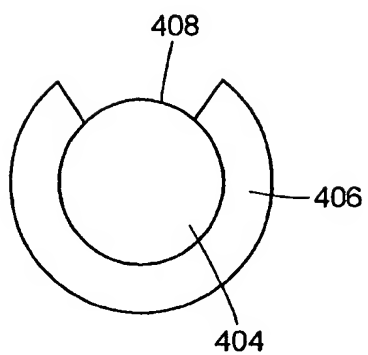


FIG. 12

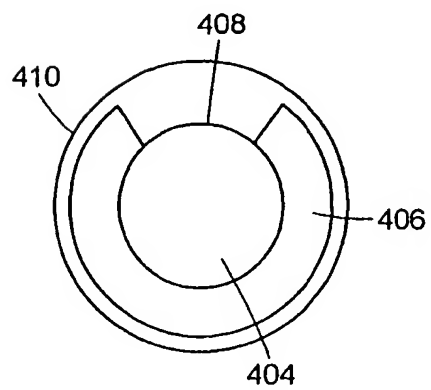


FIG. 13

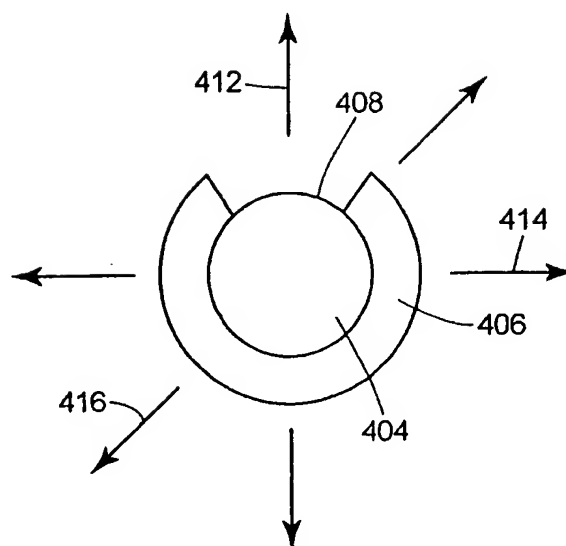


FIG. 14

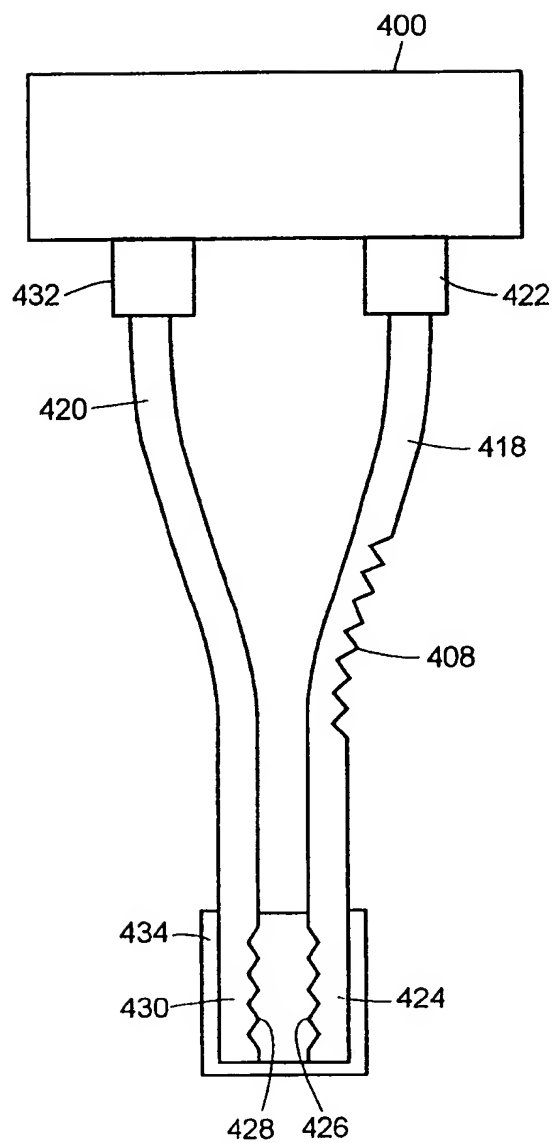


FIG. 15

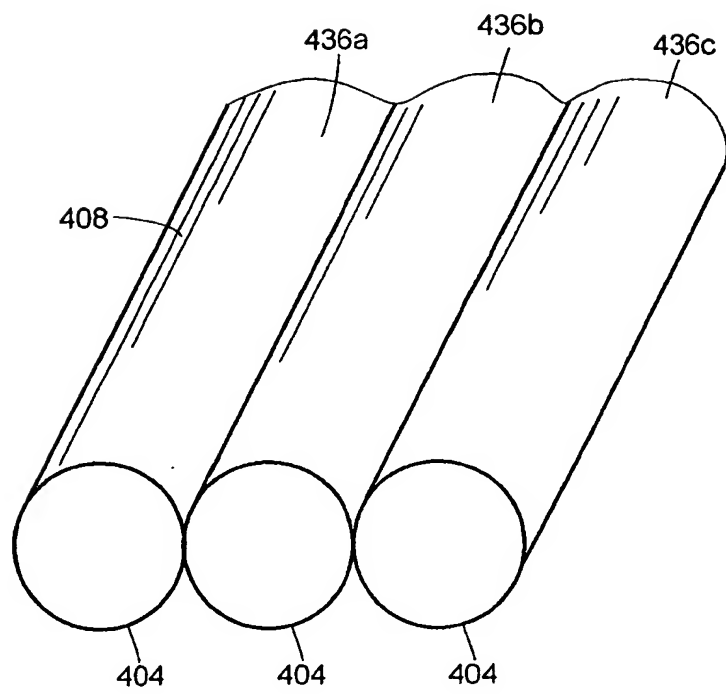


FIG. 16

